

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-143179

(P2002-143179A)

(43) 公開日 平成14年5月21日 (2002.5.21)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)	
A 6 1 B 19/00	5 0 1	A 6 1 B 19/00	5 0 1	5 B 0 5 0
5/0408		G 0 6 T 1/00	2 9 0 B	5 B 0 5 7
5/0478		7/60	1 5 0 B	5 B 0 8 0
5/0492		15/00	2 0 0	5 L 0 9 6
G 0 6 T 1/00	2 9 0	17/40	A	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-249066 (P2001-249066)

(22) 出願日 平成13年8月20日 (2001.8.20)

(31) 優先権主張番号 0 9 / 6 4 3 6 6 6

(32) 優先日 平成12年8月18日 (2000.8.18)

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 599132812

バイオセンス・インコーポレーテッド

アメリカ合衆国ニュージャージー州08933

ニューブランズウィック・ワンジヨンソン

アンドジヨンソンブラザ

(72) 発明者 ヤロン・ケイダー

イスラエル・34990ハイファ・カシユタン

ストリート2/1

(74) 代理人 100060782

弁理士 小田島 平吉

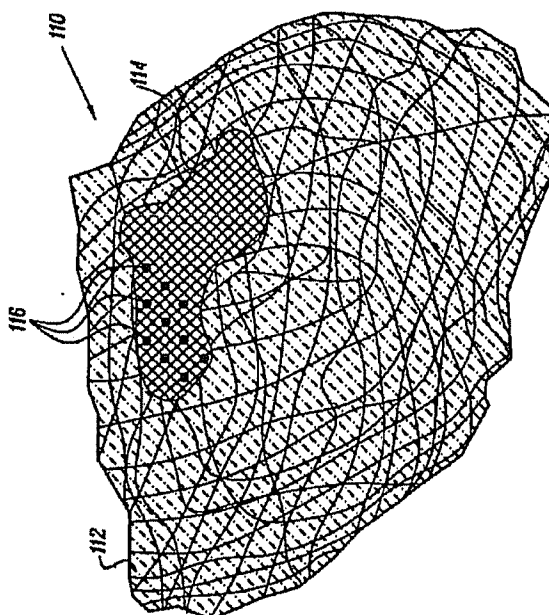
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元マップにおける診断用画像データのレンダリング

(57) 【要約】

【課題】 被験者の身体内の構造をマップ化する。

【構成】 診断用情報を含んだ構造の3次元 (3D) 画像の獲得、及び構造内に挿入されたプローブを使用した構造の3D幾何学的マップの作成を含んだ被験者の身体内の構造をマップ化する方法である。画像は、画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応したマップ点と同一化されるようにマップと整合させられる。マップは、画像点の各と組み合わせられた診断用情報が、対応するマップ点において表示されるように表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の身体内の構造をマップ化する方法であって、
診断用情報を含んだ構造の3次元（3D）画像を獲得し、
構造内に挿入されたプローブを使用して構造の3D幾何学的マップを作り、
画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応したマップ点と同一化されるように画像とマップとを整合させ、そして画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示する諸段階を含んだ方法。

【請求項2】 被験者の身体内の構造をマップ化する装置であって、
診断用情報を含んだ構造の3次元（3D）画像を獲得するようにされた画像化装置、
構造の3D幾何学的マップを作るように、構造内に挿入されるようにされたプローブ、
プローブ及び画像化装置に接続され、更に画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応するマップ点と道程されるように画像とマップとが整合するようにされたプロセッサ、及び画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示するように、プロセッサにより駆動されるように接続されたディスプレイを具備する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、一般に3次元マップ化（mapping）及び再構成に関し、特に心臓のような身体器官の内部のマップ化及び再構成に関する。

【0002】

【従来技術及びその課題】本技術において診断用画像化の種々の方法が知られている。例えば、心臓を画像化するために使用される方法は、X線透視検査、血管造影、超音波心臓検査、コンピューター断層撮影（CT）、磁気共鳴映像（MRI）、陽電子放出断層撮影（PET）、及びシングルフォトン射出断層撮影（SPECT）を含む。これらの方法の多くは3次元（3D）画像情報を作り、次いで、これを、心臓を通る平行スライス形式で、又はビデオモニター上の偽3D表示として観察するためにレンダリングすることができる。処置を管理するために、治療する医師は、表示された2次元画像に基づいて頭の中で3D画像を作られねばならない。この置換は、療法が、異常電気経路の局所的電気切断、又はレーザー心筋血管再生のような心臓の内部を治療すべき場合は特に器用さが必要である。

【0003】心室内で、マップ化プローブ、典型的にはカテーテルを使用して心臓のをマップ化をすることが、本技術において知られている。この目的のための例示の方法及び装置が、米国特許5471982号及び539

1199号、並びにPCT公開WO94/06349号、WO96/05768号及びWO97/24981号において説明され、これらの開示は参考文献としてここに組み入れられる。例えば、米国特許5391199号は、心電気活動を感知するための電極及び外部から加えられる磁場に関するカテーテルの位置決定用の小型コイルの両者を備えたカテーテルを説明する。このカテーテルを使用して、心臓病専門医は、複数位置の電氣的活動を測定し、かつこの位置の空間座標を判定することにより、短時間内に心臓内のデータ採取点の組からデータを集めることができる。心臓内のマップ化用カテーテルの位置は、カテーテル検査の前又は検査中に獲得した超音波像のような心臓の画像の3D再構成の際に重ね合わせることができる。カテーテルにより感知された電氣的活動を表すためにカラーコードが使用される。

【0004】開示が参考文献としてここに組み込まれた米国特許5738096号は、プローブを心臓の壁の多くの位置と接触させ、各位置におけるプローブの位置座標を決定することにより、心臓内部を幾何学的にマップ化する方法を説明する。これらの位置座標は、心臓の少なくとも一部分のマップを形成するために組み合わせられる。カテーテルの位置が分かると、カテーテルの先端に隣接した心臓組織の局所的な生理学的な数値を提供するために外部センサーを使うことができる。例えば、もしSPECTに適した放射性マーカーがカテーテルに組み込まれるならば、局所的な機能情報をSPECT像から集めることができる。なお別の例は、冠状動脈のドップラー超音波像から、核医学用画像から、或いはX線又はCT血管造影から、局所的灌流を決定し、灌流マップを幾何学マップ上に重ねる。灌流マップにおけるカテーテルの像は、灌流マップと幾何学マップとを整列させるために使用することができる。或いは、自動式又は手操作で基準マーク又は解剖学的な基準位置を使用して整列を行うことができる。

【0005】これらデータに基づいて心臓の3次元マップを作る更なる方法が、例えば、欧州出願EP0974936号において、及び本願出願人に譲渡された対応の米国出願09/122137号において明らかにされる。この開示は参考文献としてここに組み入れられる。これら出願に示されるように、まず、位置座標（及び選択的に電氣的活動）が、心臓の内面の約10から20箇所において測定される。これらのデータ点は、心臓表面の予備的な再構成又はマップを満足な質に作成することに対して一般に十分である。予備マップは、好ましくは、より包括的なマップを作るために追加の点において得られたデータと組み合わせられる。

【0006】

【課題を解決するための手段】身体の内部構造、特に心臓のマップ化及び可視化のための改良された方法及び装置を提供することが、本発明のある態様の目的である。

【0007】心臓内の病的状態の局所的治療を行うための改良された方法及び装置を提供することが本発明のある態様の更なる目的である。

【0008】本発明の好ましい実施例においては、被験者の心室の内面の3D幾何学的マップを作るために位置感知用カテーテルが使用される。心臓の3D診断用画像が、3Dマップの作成と関連して、典型的にマップ化の前又は同時に獲得される。画像とマップとを相互に整合させ、そして灌流情報のような画像からの診断用情報が、3Dマップ上に、好ましくはカラーコーディング形式でマーク付けされる。組み合わせられた診断用情報と幾何学的情報に基づいて、カテーテルを操作する医師は、例えば、低灌流のため治療を必要とする心臓の区域を確認し視覚化することができる。医師は、カラーコードされた3Dマップを使用して位置決めされた特異点に、レーザー血管再生術のような局所的非侵襲性治療を行うためにカテーテルを使用することが好ましい。或いは、かかる特異点に対して生検のような局所的診断技法を行うことができる。

【0009】従って、本発明により、被験者の身体内の構造をマップ化する方法であって、診断用情報を含んだ構造の3次元(3D)画像を獲得し、構造内に挿入されたプローブを使用して構造の3D幾何学的マップを作り、画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応したマップ点と同一化されるように画像とマップとを整合させ、そして画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示する諸段階を含んだ方法が提供される。

【0010】好ましい実施例においては、診断用情報は構造の血流に関係し、診断用情報は局所的灌流データを含む。別の好ましい実施例においては、診断用情報は、代謝データを含み、又は構造の組織内の物質の吸収に関連し、又は構造の運動に関連する。

【0011】好ましくは、幾何学的マップの作成は、構造の多数の位置においてプローブを構造に接触させること、及びその位置におけるプローブの位置座標を記録することを含み、また位置座標を記録することは、プローブ内の位置センサーを使って座標を判定することを含む。

【0012】好ましくは、画像とマップとの整合は、転写後に、画像とマップとが共通の軸線及び共通のスケールを持つように画像及びマップの少なくとも一方に転写を行うことを含む。更に好ましくは、画像とマップの整合は、画像を、軸線に沿って相互に間隔を空けられかつ軸線に直角方向の複数の平行な平面スライスに分割することを含み、そして複数の画像点がスライスに置かれる。より好ましくは、画像とマップの整合は、各スライスの軸座標及び各スライスに置かれた画像点の各の角度座標を見いだすこと、及び画像点及びマップ点の各が同じ軸座標と角度座標とを有することを確認することを含む。

最も好ましくは、構造は、空洞部を定めている壁を有し、更に画像点及びマップ点の各の同一化が、軸座標及び角度座標における壁の断面内にある画像点を見いだすことを含む。

【0013】好ましくは、マップを表示することは、診断用情報を反映するようにマップに着色することを含む。

【0014】好ましい実施例においては、方法は、マップ上に表示された診断用情報により案内されて、構造に医学的処置を行うことを含む。好ましくは、医学的処置を行うことは、幾何学的マップ上の選択された位置において局所的に治療を行うためにプローブを使用することを含み、更にこの方法は、治療が行われた位置を幾何学的マップ上に印を付けることを含む。追加して又は代わって、医学的処置の実行は治療処置を行うことを含み、診断用情報は構造の局所的血流に関連し、更に治療処置の実行は局所的血流を改善するための処置の実行を含む。或いは、医学的処置の実行は診断手順の実行を含む。

【0015】好ましくは、構造は被験者の心臓を含み、更に幾何学的マップの作成は心臓の心室の心臓内面のマップ化を含む。

【0016】本発明の好ましい実施例により、被験者の身体内の構造をマップ化する装置であって、診断用情報を含んだ構造の3次元(3D)画像を獲得するようにされた画像化装置、構造の3D幾何学的マップを作るように、構造内に挿入されるようにされたプローブ、プローブ及び画像化装置に接続され、更に画像内の複数の画像点の各がマップ内に対応するマップ点と道程されるように画像とマップとが整合するようにされたプロセッサ、及び画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示するように、プロセッサにより駆動されるように接続されたディスプレイを具備する装置が提供される。

【0017】本発明は、図面と共になされる以下の本発明の好ましい実施例の詳細な説明より完全に理解されるであろう。

【0018】

【好ましい実施例の詳細な説明】図1は、本発明の好ましい実施例による、被験者26の心臓24の3次元の幾何学的マップ化、画像化及び処置のためのシステム20の図式的かつ描画的な図である。システム20は、長いプローブ、好ましくはカテーテル30を備え、これは、使用者22により、被験者の静脈又は動脈を通して心臓の心室内に挿入される。

【0019】カテーテル30は、好ましくは少なくとも1個の、そして最も好ましくはカテーテルの末端の近くに置かれた位置センサー(図示せず)を備える。位置センサーは、好ましくは、例えばポリウレタン接着剤又は同等品のような適宜適切な方法により、カテーテル内に取

り付けられた電磁式センサーを備える。センサーは、電磁式センサーケーブルに電氣的に接続され、このケーブルは、カテーテル本体を通りカテーテルの制御ハンドル内に伸びる。センサーケーブルの線は、制御ハンドルにおいて、回路板（図示せず）に接続され、この回路板は、電磁式センサーから受け取った信号を増幅し、これをコンピュータの理解し得る形式で、コンソール34内に収容されたコンピュータに送信する。このカテーテルは片手で使用するよう設計されたため、回路板は、カテーテルの使用後に回路板を停止させるEPROMを備えることが好ましい。これは、カテーテルの、又は少なくとも電磁式センサーの再使用を防止する。

【0020】電磁式センサーを使用するために、被験者26は、例えば、駆動回路32により駆動されて磁場を作る磁場発生用コイル28を収容しているパッドを患者の下に敷くことにより作られた磁場内に置かれる。基準の電磁式センサー（図示せず）は、例えば患者の背中にテープで貼られて患者に関して固定されることが好ましく、そしてそのセンサーを収容しているカテーテル30が心臓24内に進められる。センサーは、好ましくは3個の小さいコイルを備え、磁場内のこれらの位置を示す弱い電気信号を作る。固定された基準センサーの両者及び心臓内のセンサーにより作られた信号は増幅され、コンソール34に送られ、コンソールは信号を解析し、次いでモニター36上に結果を表示する。この方法により、基準センサーに関するカテーテル内センサーの正確な位置を確認し視覚的に表示することができる。センサーは、心筋の収縮により生じたカテーテルの変位も検出することができる。

【0021】本発明の目的に適した電磁式センサーは、例えば、前述の米国特許5391199号及びPCT公開WO96/05768号に説明される。好ましい電磁式マップ化用センサーはBiosense社（Tirat Hacarmel, Israel）により製造され、商標名NOGAで販売される。カテーテル30及びシステム20のマップ化の幾つかの特徴は、Biosense Webster社より発売のNOGA-STAR、及び同じくBiosense Webster社より発売のBiosense-NOGA-systemにおいて実施される。カテーテル30及びシステム20の設計の更なる態様が米国出願09/506766号に一般に説明され、この出願は本願出願人に譲渡され、かつ参考文献としてここに組み入れられる。かかるセンサーを使用したとき、システム20は、カテーテル30に関する6次元の位置及び方向の情報を連続作成することができる。或いは、カテーテル20に使用されるセンサーは、例えば、米国特許5391199号、5443489号、又は5515853号、或いはPCT公開WO94/04938号、又はWO99/05971号において説明されたようなその他の形式の位置及び/又は座標セ

ンサー、或いは本技術において公知の適宜適切なその他の形式の位置/座標感知装置を備えることができる。

【0022】上述のように、カテーテル30は、使用者がカテーテルの作用を観察し調整できるコンソール34と組み合わせられる。コンソール34は、プロセッサ、好ましくは適切な信号処理回路（これは典型的にコンピュータのハウジング内部に収容される）を有するコンピュータを備える。プロセッサは、ディスプレイ36を駆動するように結合される。使用者22は、カテーテル30の末端を心臓24の内面上の複数の点と接触させ、そして各点において位置座標が記録される。この解析から誘導された情報は、心臓24の内面の3次元の幾何学的マップ38を再構築するために使用される。

【0023】システム20は、エコードップラーユニット、SPECT、PET、MRI、CT又はその他の本技術において公知の画像化ユニットのような診断用画像化ユニット48を備える。ユニット48は、心臓24の3D診断用画像を獲得するために使用され、好ましくは、この間、使用者22はカテーテル30を使って心臓をマップ化する。或いは、診断用画像はマップ化開始以前に獲得され、そしてこの場合は、ユニット48は、システム20の他の部材から分離することができる。ユニット48により獲得された診断用データは、以下説明される方法を用いてマップ38上に重ねられる。ユニット48の形式及び構成に応じて、本技術において公知の、灌流、代謝係数、マーカーの吸収、心臓の壁の運動又は厚さ、及び/又はその他の解剖学的又は電氣的の諸特性のような広範囲の異なった診断用データを画像内に表すことができる。画像は、心臓周期における異なった位相を表すようにタイミングを合わせることもできる。

【0024】典型的に、システム20はその他の構成要素を有するが、その幾つかは単純化のために図面に示されない。本実施例においては、システムは、好ましくは、レーザー用コンソール49を備え、これは、例えばPCT出願PCT/IL97/00011号及び米国出願09/109820号に説明されたように直接心筋血管再生術を行う際に使用される。前記出願及びその開示は本願出願人に譲渡され、参考文献としてここに組み入れられる。コンソール49は、カテーテル30内の適切な導波管（図示せず）内にレーザーエネルギーを注入する。導波管は、エネルギーをカテーテルの末端部に送り、ここで、このエネルギーは、心筋の低灌流に襲われた区域の血管再生のために適用される。或いは、システムは、本技術において知られているその他の治療用構成要素、特に、カテーテル30の切除用電極に結合された高周波ドライバー、心臓内の超音波切除用のカテーテル内の高出力変換器に結合された超音波発生器、或いはカテーテル内の注射針に結合され血管形成用成長因子のような治療薬の供給のような、その他の治療用構成要素を含むことができる。更に、このシステムは、カテーテル

30を通して操作される生検用鉗子のような非侵襲性診断用構成要素を含むことができる。

【0025】システム20内に含み得るその他の構成要素は、例えば、本願出願人に譲渡されその開示が参考文献としてここに組み入れられた米国出願09/122137号において説明される。典型的に、システム20は、コンソール34にECG同期信号を提供するように、身体表面の1個又は複数個の電極から信号を受けるように結合されたECGモニター（図示せず）を備える。上述のように、システムは、好ましくは、患者の身体の外表面に取り付けられた外部貼付の基準パッチ上の、或いは心臓24内に挿入されて心臓に関して一定の位置に維持される内部配置カテーテル上の基準位置センサーも含む。カテーテル30の位置を基準カテーテルの位置と比較することにより、心臓の運動とは無関係に、カテーテル30の座標が心臓に関して正確に決定される。或いは、心臓の運動を補償するその他の適宜適切な方法を使うことができる。

【0026】図2は、本発明の好ましい実施例により、システム20を使用して心臓24を画像化し、マップ化し、そして治療する方法を図式的に示す流れ図である。画像化段階50において、SPECT像のような心臓24の診断用画像が獲得される。画像は、カテーテル30が既に心臓の内部に置かれた状態で獲得されることが、必須ではないが好ましい。マップ化段階52において、幾何学的マップ38の作成にカテーテルが使用される。この目的のための適切なマップ化技法が上述の米国特許5738096号に説明される。上述の欧州出願EP0974936号及び米国出願09/122137号は、カテーテル30を使用して集められたデータに基づいてマップ自体を作る正確な方法を説明する。次いで、段階50において獲得された画像、及び段階52において作られたマップは、整合段階54において整合させられる。

【0027】図3及び4は、本発明の好ましい実施例に従い、段階52においてシステム20により作られたマップ38の図式的表現であり、整合段階54において使用された方法を示している。図3は、心臓24の左心室を表しているマップのワイヤフレーム表現である。段階54の目的のために、長手方向軸線72が、心室の頂点74を通過しマップを通して引かれる。軸線及び頂点がコンソール34により自動的に見いだされることが好ましい。或いは又は追加して、使用者22によりマップの種々の特徴が手操作で整合させられる。

【0028】図4は、心臓24の診断用画像に整合させる目的で作られたマップ38の表面80の単純化された幾何学的表現である。表面80は、マップ38から決定された心臓の内部の隣接位置に相当する。表面80上の各点82が頂点74からの距離R及び下向き方向（即ち、被験者26の足に向かって示している方向）84に

関する角度 α により表される座標系が定められる。

【0029】マップ38と診断用画像とを整合させるために、軸線72及び頂点74が画像内で同一化され、更にマップの軸線及び頂点と揃えられる。この同一化は自動的に行われることが好ましいが、これに代わり又は追加して使用者22により行われ又は支援することができる。心臓のその他の目印及び／又は基準マークも、整列の実行の際に使うことができる。画像のスケールは、その寸法ができるだけマップのものと近いように調整される。灌流マップのような多くの形式の診断用画像について、診断用情報の解像度は低く、このため、相互整合における10mmのような大きい不正確を許容することができる。より高い解像度が必要な場合は、診断用画像と幾何学的マップとの整合は、補遺Aに説明されたような自動整合方法を使って改善することができる。これらの方法はオプションであり、本発明の本質ではない。

【0030】図5は、本発明による、3D画像と幾何学的マップ38との整合に続く心臓24の3D診断用画像90の図式的な分解図を示す。この図は、図2の方法のブルズアイ(bullseye)表現段階56において作られる。画像90のブルズアイ表現は、軸線72に垂直な平行スライス92の積み重ねよりなる。このスライスは、軸線に沿って一方から他方に一定のスライス増分で取られることが好ましい。各スライスは、スライス番号により決定される頂点74からの距離Rにおける画像90の断面94を示す。

【0031】図6は、画像90の横並びにされたスライス92を示し、本発明の好ましい実施例によりマップ38に適用するためのスライスからの診断データの抽出を示している。例えば、5番目のスライスを参照すれば、切断画像94は3個の本質的な部分、即ち、心室の内側を示している内側領域100、心筋を示している壁の領域102、及び心臓の外部の外側領域104よりなる。関心のある診断用情報は領域102にある。画像90が心臓壁内の灌流を示しているSPECT像であるとする、領域102は、典型的に灌流の最高値を持つであろう。

【0032】色彩変換段階58において、各スライス92からの診断用情報がマップ38に転写される。各スライスは、頂点74から既知の距離の値Rを持つ。スライス内の各角度 α について、マップの表面80上の点82（図4）は、領域102の半径方向中央に置かれたその角度の点であると仮定する。画像90が灌流像である場合は、点82は、単純に、所与角度における最高の灌流点であるとして得られる。別の画像化様相においては、見いだした領域102は、大部分について、同様に簡単である。各点82における診断用データの値は、好ましくはマップ38の対応領域に適用された色彩として表される。

【0033】図7は、本発明の好ましい実施例により、

段階58において作られた着色された幾何学的マップ110の図式的表現である。カラー画像の品質を伝送するために引かれた線の限られた能力のため、マップ110には僅か二つの異なった色の領域、渾流のよい領域112と貧血領域114とが現れるだけである。貧血領域は、渾流のよい領域より暗い色又は「寒冷色」であることが好ましい。ディスプレイ36がカラーモニターを備えた実際の応用の際は、渾流又はその他の診断用特性の異なったレベルを記述するためにマップ110に広範囲の異なった色が使用される。

【0034】好ましくは、システム20は、治療段階60において、マップ110に案内されて非侵襲性の治療処置を実行するように使用者22により操作される。この例においては、レーザー用コンソール49は、上述のPCT出願PCT/IL97/00011号に説明されたように、高強度のレーザー放射を有するカテーテル30を介して貧血領域114を照射するように作動される。レーザーは、スポット116としてシステム20によりマップ110上でマークの付けられた心筋に血管再生通路を作る。画像化、マップ化、及び治療の諸態様の組合せにより、使用者は、治療を要することが知られた心臓24の領域に治療に集中でき、またその領域が完全に含まれることを保証することができる。マップ110により提供されるガイダンスより、その他の局所的な治療及び診断の手順が同様な便益を受けることができる。

【0035】好ましい実施例が心臓24を参照して以上説明されたが、本発明の原理は、これをその他の器官及び身体構造の画像化、マップ化及び治療に適用することができる。従って、上述の好ましい実施例は例示の方法により説明されたこと、及び本発明は特に図示され上述されたものに限定されないことが認められたであろう。本発明の範囲は、以上説明された種々の特徴の組合せと下位組合せ、並びに本技術の熟練者が以上の説明を読んだときに着想されかつ従来技術に明らかにされていない変化及と変更を含む。

【0036】

【補遺A】この補遺は、図2の方法の段階54の詳細を提供し、これにおいては、心臓24の心室の2個の3D表現、P及びQを相互に整合させる。始めに、手操作により、或いは境界楕円体(bounding ellipse)の長軸を使い又は主構成要素の分解により、PとQとの間の変換のために概略の評価が見いだされる。境界楕円体技法は、上述の欧州出願EP0974936号及び米国出願09/122137号に更に説明される。

【0037】次いで、PとのQとの間の精密な整合が、好ましくは、反復最近接点(Iterative Closest Point(ICP))アルゴリズムの変動を使用して見いだされる。このアルゴリズムは、Besl及びMcKayにより、A Method for

Registration of 3D Shapes、IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 14(2)、239-256(1992)において説明され、これは参考文献としてここに組み入れられる。以下の諸段階が収束まで繰り返される。

【0038】1. 最接近点の探索：P内の各点pについて、Q内の最近接点qを見いだす。計算速度を改善するためにPの点の部分集合を取ることができる。同様に、Qのすべての点は、正しい結果を得るために、これを含むことができる。

【0039】2. 整合の計算：対になった最接近点(p、q)の間の距離の自乗和を最小とする変換Tを評価する。この変換は、好ましくは、以下説明されるように剛体変換、相似変換、疑似変換又は投影変換のいずれかである。

【0040】3. 変換：P内のすべての点に変換Tを適用する。

【0041】2個の面PとQ、及び2組の点

【0042】

【数1】

$$\{p_i \in P\}_{i=1}^n, \quad \{q_i \in Q\}_{i=1}^n$$

【0043】が与えられ、このアルゴリズムの段階2が、対応した組の間の平均自乗誤差 ε を最小にする(以下説明される可能な集合に従った)変換の集合から変換Tを探索する。ここに、 ε は次の通りである。

【0044】

【数2】

$$\varepsilon^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - T(p_i)\|^2$$

【0045】

【疑似変換及び投影変換】疑似変換に対して、 $T(p) = Ap + t$ と定義すると

【0046】

【数3】

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}$$

【0047】は3×3行列であり、そして

【0048】

【数4】

$$t = \begin{pmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{pmatrix}$$

【0049】は移動ベクトルである。

【0050】

【数5】

$$\varepsilon^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - (Ap_i + t)\|^2$$

【0051】を最小にしなければならない。

【0052】

【数6】

$$P_i = \begin{pmatrix} x_{i1} \\ x_{i2} \\ x_{i3} \end{pmatrix} \text{ 及び } q_i = \begin{pmatrix} y_{i1} \\ y_{i2} \\ y_{i3} \end{pmatrix}$$

【0053】と表すと、次の3体系の式が得られる。

【0054】

【数7】

$$\underbrace{\begin{pmatrix} x_{11} & x_{12} & x_{13} & 1 \\ x_{21} & x_{22} & x_{23} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{n1} & x_{n2} & x_{n3} & 1 \end{pmatrix}}_X \underbrace{\begin{pmatrix} a_{j1} \\ a_{j2} \\ a_{j3} \\ 1 \end{pmatrix}}_{a_j} = \underbrace{\begin{pmatrix} y_{1j} \\ y_{2j} \\ \vdots \\ y_{nj} \end{pmatrix}}_{y_j} \quad j=1,2,3$$

【0055】Xの特異値分解を $X=UDV^T$ とする。このとき、次式が得られる。

$$\mu_P = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i$$

$$\mu_Q = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n q_i$$

【0063】次いで、P及びQ両者における点の分散を次のように定める。

$$\sigma_P^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|p_i - \mu_P\|^2$$

$$\sigma_Q^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - \mu_Q\|^2$$

【0065】この2面間の共分散行列は次のようになる。

【0066】

【数12】

* 【0056】

【数8】

$$a_j = VDU^T y_j$$

【0057】投影変換は疑似変換と同様な方法で評価される。

【0058】

【疑似変換及び剛体変換】疑似変換においては三角形は三角形に変換され、相似変換は諸比例を保存する。スケール係数 c 、 3×3 回転行列 R 、及び $T(p) = cRp + t$ のような3次元変換ベクトル t を探索し、ここに誤差

【0059】

【数9】

$$\varepsilon^2(R, T, c) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - (cRp_i + t)\|^2$$

【0060】が最小化される。

【0061】希望の相似変換を見いだすために適した方法は、ウメヤマにより、Least-Squares Estimation of Transformation Parameters Between Two Point Patterns, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(4)、376-380(1991)において説明され、これは参考文献としてここに組み入れられる。P及びQ両者の質量中心を次のように定義する。

【0062】

* 【数10】

* 【0064】

* 【数11】

$$\Sigma_{PQ} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (q_i - \mu_Q)(p_i - \mu_P)^T$$

【0067】 Σ_M の特異値分解を $\Sigma_M = UDC^T$ とする * 【0068】
と、 * 【数13】

$$S = \begin{cases} I & \text{ただし } \det(U)\det(V) = 1 \text{ のとき} \\ \text{diag}(1,1,-1) & \text{ただし } \det(U)\det(V) = -1 \text{ のとき} \end{cases}$$

【0069】である。このとき、変換の回転、移行及びスケールリングは次式で与えられる。

【0070】

【数14】

$$t = \mu_q - cR\mu_p$$

$$c = \frac{1}{\sigma_p^2} \text{trace}(DS)$$

【0071】ここに、行列の固有和はその対角元の和である。

【0072】剛体変換の場合はスケールリングは適用されず、従って $c=1$ である。

【0073】本発明の実施態様は以下の通りである。

【0074】1. 被験者の身体内の構造をマップ化する * 20
方法であって、診断用情報を含んだ構造の3次元(3D)画像を獲得し、構造内に挿入されたプローブを使用して構造の3D幾何学的マップを作り、画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応したマップ点と同一化されるように画像とマップとを整合させ、そして画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示する諸段階を含んだ方法。

【0075】2. 診断用情報が構造における血流に関係する実施態様1による方法。

【0076】3. 診断用情報が局所的灌流データを含む実施態様2による方法。

【0077】4. 診断用情報が代謝データを含む実施態様1による方法。

【0078】5. 診断用情報が構造の組織内の物質の吸収に関連する実施態様1による方法。

【0079】6. 診断用情報が構造の運動に関連する実施態様1による方法。

【0080】7. 幾何学的マップの作成が、構造の多数の位置においてプローブを構造に接触させること、及び * 40
その位置においてプローブの位置座標を記録することを含む実施態様1による方法。

【0081】8. 位置座標を記録することが、プローブ内の位置センサーを使って座標を判定することを含む実施態様7による方法。

【0082】9. 画像とマップとの整合が、転写後に、画像とマップとが共通の軸線及び共通のスケールを持つように画像とマップの少なくとも一方に転写を行うことを含む実施態様1による方法。

【0083】10. 画像とマップの整合が、画像を、軸 * 50

線に沿って相互に間隔を空けられて軸線に直角方向の複数の平行な平面スライスに分割することを含み、更に複数の画像点がスライス内に置かれる実施態様9による方法。

【0084】11. 画像とマップの整合が、各スライスの軸座標及び各スライスに置かれた各画像点の角度座標を見いだすこと、及び画像点及びマップ点の各が同じ軸座標と角度座標とを有することを確認することを含む実施態様10による方法。

【0085】12. 構造が空洞部を定めている壁を有し、更に画像点及びマップ点の各の同一化が、ある軸座標及び角度座標において、壁の断面内にある画像点を見いだすことを含む実施態様11による方法。

【0086】13. 診断用情報を反映するようにマップに着色することを含む実施態様1による方法。

【0087】14. マップ上に表示された診断用情報により案内されて、構造に医学的処置を行うことを含む実施態様1による方法。

【0088】15. 医学的処置の実行が、幾何学的マップ上の選択された位置において局所的に治療を行うためにプローブを使用することを含む実施態様14による方法。

【0089】16. 治療が行われた位置を幾何学的マップ上に印を付けることを含む実施態様15による方法。

【0090】17. 医学的処置の実行が、治療処置を行うことを含む実施態様15による方法。

【0091】18. 診断用情報が構造の局所的血流に関連し、更に治療処置の実行が局所的血流を改善するための処置の実行を含む実施態様17による方法。

【0092】19. 医学的処置の実行が、診断手順の実行を含む実施態様15による方法。

【0093】20. 構造が被験者の心臓を含み、更に幾何学的マップの作成が心臓の心室の心臓内面のマップ化を含む実施態様1による方法。

【0094】21. 被験者の身体内の構造をマップ化する装置であって、診断用情報を含んだ構造の3次元(3D)画像を獲得するようにされた画像化装置、構造の3D幾何学的マップを作るように、構造内に挿入されるようにされたプローブ、プローブ及び画像化装置に接続され、更に画像内の複数の画像点の各がマップ内の対応するマップ点と道程されるように画像とマップとが整合するようにされたプロセッサ、及び画像点の各と組み合わせられた診断用情報が対応するマップ点において表示されるようにマップを表示するように、プロセッサに

より駆動されるように接続されたディスプレイを具備する装置。

【0095】22. 診断用情報が構造の血流に関連する実施態様21による装置。

【0096】23. 診断用情報が局所的灌流データを含む実施態様22による装置。

【0097】24. 診断用情報が代謝データを含む実施態様21による装置。

【0098】25. 診断用情報が構造の組織における物質の吸収に関連する実施態様21による装置。

【0099】26. 診断用情報が構造の運動に関連する実施態様21による装置。

【0100】27. 幾何学的マップを作成するために、プローブが構造の多数の位置において構造に接触させられ、更に、その位置において、プロセッサがプローブの位置座標を記録する実施態様21による装置。

【0101】28. プローブが、位置座標を判定するために使用する位置センサーを備える実施態様27による装置。

【0102】29. プロセッサは、転写後に、画像とマップとが共通の軸線及び共通のスケールを持つように画像とマップの少なくとも一方に転写を行うようにして、画像とマップとが整合するようにされる実施態様21による装置。

【0103】30. プロセッサは、更に、画像を、軸線に沿って相互に間隔を空けられて軸線に直角方向の複数の平行な平面スライスに分割するようにされ、この場合、スライスに複数の画像点が置かれる実施態様29による装置。

【0104】31. プロセッサは、各スライスの軸座標及び各スライスに置かれた画像点の各の角度座標を見いだすようにされ、更に画像点及びマップ点の各が同じ軸座標と角度座標とを有することを確認するようにされた実施態様30による装置。

【0105】32. 構造が空洞部を定めている壁を有し、更にプロセッサは、画像点及びマップ点の各の同一化が、軸座標及び角度座標において、壁の断面内にある画像点を見いだすことにより画像点及びマップ点の各を同一化するようにされた実施態様31による装置。

【0106】33. マップが診断用情報を反映するように着色される実施態様21による装置。

【0107】34. マップに表示された診断用情報により案内されて構造における医学的処置を行うようにされた医用装置を備える実施態様21による装置。

【0108】35. 医用装置がプローブ内に収容され、これは、幾何学的マップの選択された位置において局所的に処置を行うために使用するようになされる実施態様34による装置。

【0109】36. プロセッサが、処置の行われた位置を幾何学的マップ上に印を付けるようになされる実施態様35による装置。

【0110】37. 医学的処置が治療処置を含む実施態様35による装置。

10 【0111】38. 診断用情報が構造における局所的な血流に関連し、更に治療処置が局所的血流の改善のための処置を含む実施態様37の装置。

【0112】39. 医学的処置が診断手順を含む実施態様35による装置。

【0113】40. 構造が被験者の心臓であり、更に幾何学的マップが心臓の心室の心臓内面のマップを含む実施態様21の装置。

【図面の簡単な説明】

20 【図1】本発明の好ましい実施例による、心臓の画像化、マップ化、及び治療のためのシステムの図式的かつ描画的な図である。

【図2】本発明の好ましい実施例による、心臓の画像化、マップ化、及び処理の方法を示す流れ図である。

【図3】本発明の好ましい実施例による心臓の心室のマップの図式的表現である。

【図4】本発明の好ましい実施例による心臓のマップと画像とを一致させる際に使用される座標を示している図3のマップの単純化された幾何学的表現である。

【図5】本発明の好ましい実施例による心臓を通る平行スライスの積重ねとして表された心臓の3D像の図式的な分解図である。

【図6】本発明の好ましい実施例による図3の3Dマップとスライスとの整列を示している横並びにされた図5のスライスを示す。

【図7】本発明の好ましい実施例による図5及び6の画像からの診断用情報によりマップに着色した後の図3のマップの図式的表現である。

【符号の説明】

20 システム

26 被験者

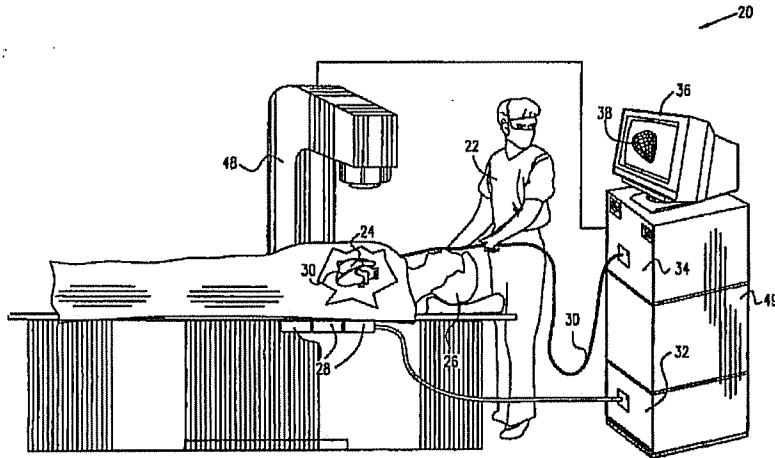
30 カテーテル

34 コンソール

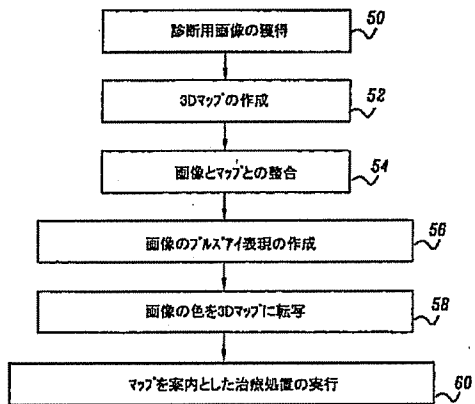
36 モニター

48 画像化ユニット

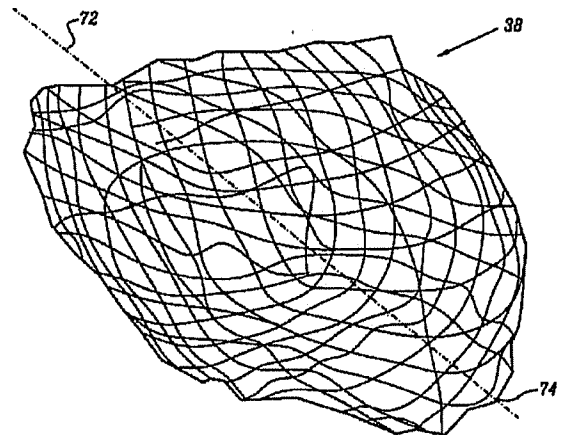
【図1】



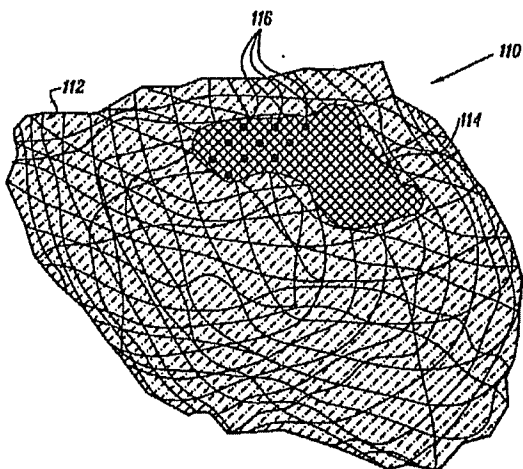
【図2】



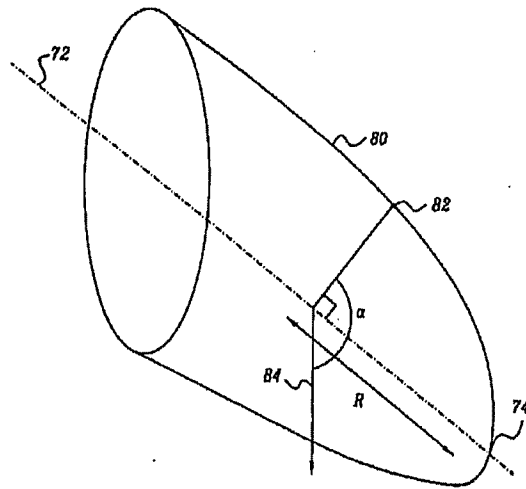
【図3】



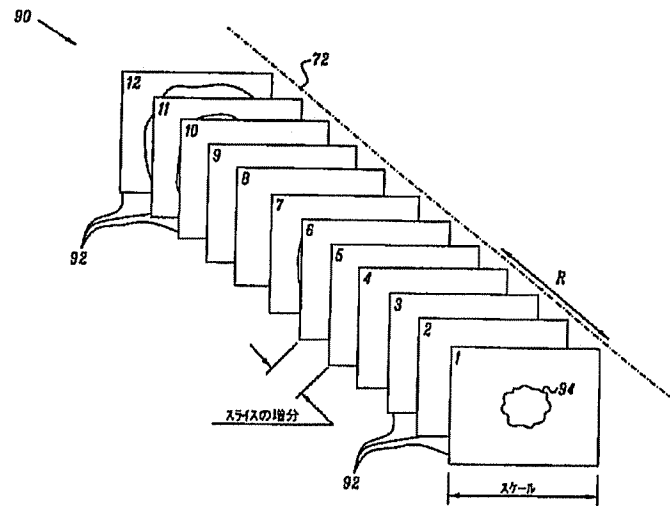
【図7】



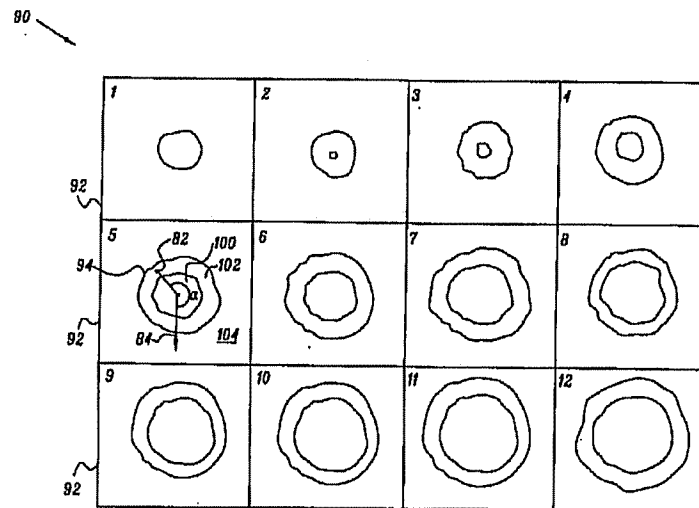
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

G 0 6 T 7/60

15/00

17/40

識別記号

1 5 0

2 0 0

F I

A 6 1 B 5/04

ターマコード (参考)

3 0 0 J

F ターム(参考) 5B050 AA02 BA03 BA04 BA09 EA13

EA28 FA02 FA05

5B057 AA07 AA09 BA03 BA06 CA08

CA13 CA16 CB01 CB08 CB13

CB16 CE08 DA07

5B080 BA07 DA06 FA08 GA00

5L096 AA09 BA06 BA13 EA14 FA69